

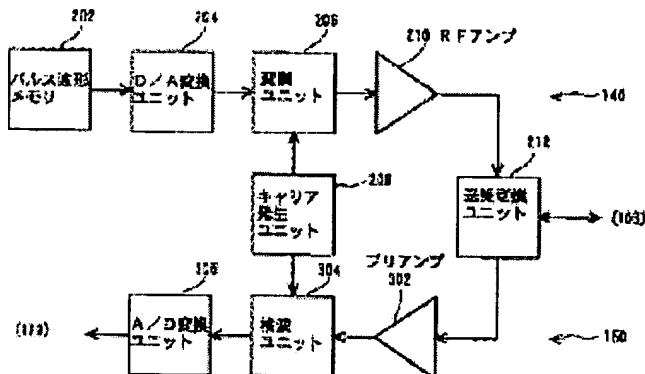
MAGNETIC RESONANCE IMAGING APPARATUS

Patent number: JP2003061927
Publication date: 2003-03-04
Inventor: SATO HIROSHI
Applicant: GE MED SYS GLOBAL TECH CO LLC
Classification:
- international: A61B5/055; G01R33/36; G01R33/54; A61B5/055;
G01R33/32; G01R33/54; (IPC1-7): A61B5/055;
G01R33/36; G01R33/54
- european:
Application number: JP20010245912 20010814
Priority number(s): JP20010245912 20010814

[Report a data error here](#)

Abstract of JP2003061927

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a magnetic resonance imaging apparatus capable of performing properly imaging regardless of vibration of static magnetic field intensity. **SOLUTION:** In this magnetic resonance imaging apparatus, static magnetic field, gradient magnetic field and RF magnetic field are applied to a radiograph object to generate a magnetic resonance signal, the magnetic resonance signal is detected, and received, and according to the received signal, an image is developed. The frequency of the RF magnetic field is varied according to the vibration of the static magnetic field intensity (208, 206), and RF excitation corresponding to the frequency change of spin by magnetic field vibration is performed. The frequency of a carrier signal for detecting a magnetic resonance signal is varied according to the vibration of the static magnetic field intensity (208, 304), and detection corresponding to the frequency change of a magnetic resonance signal by the static magnetic field vibration is performed.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコード(参考)
A 61 B 5/055		A 61 B 5/05	3 7 0 4 C 0 9 6
G 01 R 33/36			3 5 1
33/54			3 6 4
			3 7 4
		G 01 N 24/04	5 3 0 A
	審査請求 未請求 請求項の数 8 OL (全 11 頁) 最終頁に続く		

(21)出願番号	特願2001-245912(P2001-245912)	(71)出願人	300019238 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・ 53188・ワウケシャ・ノース・グランドヴュー・ブルバード・ダブリュー・710・ 3000
(22)出願日	平成13年8月14日(2001.8.14)	(74)代理人	100085187 弁理士 井島 藤治 (外1名)

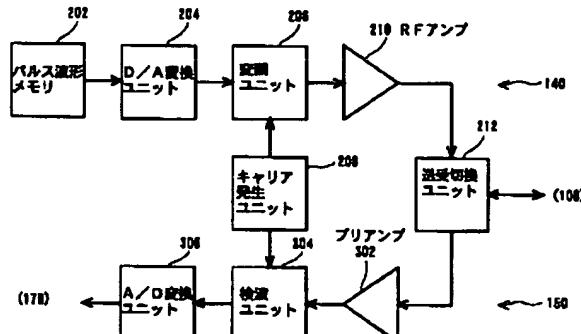
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 磁気共鳴撮影装置

(57)【要約】

【課題】 静磁場強度の振動にかかわらず適正な撮影を行う磁気共鳴撮影装置を実現する。

【解決手段】 撮影の対象に静磁場、勾配磁場およびRF磁場を印加して磁気共鳴信号を発生させ、磁気共鳴信号を検波して受信し、受信信号に基づいて画像を生成する磁気共鳴撮影装置において、RF磁場の周波数を静磁場強度の振動に応じて変化させ(208, 206)、磁場振動によるスピンの周波数変化に合わせたRF励起を行う。また、磁気共鳴信号を検波するためのキャリア信号の周波数を静磁場強度の振動に応じて変化させ(208, 304)、静磁場振動による磁気共鳴信号の周波数変化に合わせた検波を行う。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 撮影の対象に静磁場、勾配磁場およびRF磁場を印加して磁気共鳴信号を発生させる磁場印加手段と、前記磁気共鳴信号を検波して受信する受信手段と、前記受信した磁気共鳴信号に基づいて画像を生成する画像生成手段とを有する磁気共鳴撮影装置であって、前記RF磁場の周波数を前記静磁場強度の振動に応じて変化させるRF周波数調節手段と、前記磁気共鳴信号を検波するためのキャリア信号の周波数を前記静磁場強度の振動に応じて変化させる検波周波数調節手段と、を具備することを特徴とする磁気共鳴撮影装置。

【請求項 2】 撮影の対象に静磁場、渦電流の影響を補正した勾配磁場およびRF磁場を印加して磁気共鳴信号を発生させる磁場印加手段と、前記磁気共鳴信号を検波して受信する受信手段と、前記受信した磁気共鳴信号に基づいて画像を生成する画像生成手段とを有する磁気共鳴撮影装置であって、前記RF磁場の周波数を前記静磁場強度の振動に応じて変化させるRF周波数調節手段と、前記磁気共鳴信号を検波するためのキャリア信号の周波数を前記静磁場強度の振動に応じて変化させる検波周波数調節手段と、を具備することを特徴とする磁気共鳴撮影装置。

【請求項 3】 撮影の対象に静磁場、勾配磁場およびRF磁場を印加して磁気共鳴信号を発生させる磁場印加手段と、前記磁気共鳴信号を検波して受信する受信手段と、前記受信した磁気共鳴信号に基づいて画像を生成する画像生成手段とを有する磁気共鳴撮影装置であって、前記RF磁場の周波数を前記勾配磁場の印加とともにあって発生する渦電流および前記静磁場強度の振動に応じて変化させるRF周波数調節手段と、前記磁気共鳴信号を検波するためのキャリア信号の周波数を前記勾配磁場の印加とともにあって発生する渦電流および前記静磁場強度の振動に応じて変化させる検波周波数調節手段と、を具備することを特徴とする磁気共鳴撮影装置。

【請求項 4】 エコースペースを前記静磁場強度の振動周期の整数倍としたファーストスピニエコー法に基づいて前記磁場印加手段および前記受信手段を制御する制御手段、を具備することを特徴とする請求項1ないし請求項3のうちのいずれか1つに記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 5】 撮影の対象に静磁場、勾配磁場およびRF磁場を印加して磁気共鳴信号を発生させる磁場印加手段と、前記磁気共鳴信号を検波して受信する受信手段と、前記受信した磁気共鳴信号に基づいて画像を生成する画像生成手段とを有する磁気共鳴撮影装置であって、エコースペースを前記静磁場強度の振動周期の整数倍としたファーストスピニエコー法に基づいて前記磁場印加手段および前記受信手段を制御する制御手段、を具備す

ることを特徴とする磁気共鳴撮影装置。磁気共鳴撮影装置。

【請求項 6】 前記受信した磁気共鳴信号の位相を補正する位相補正手段、を具備することを特徴とする請求項4または請求項5に記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 7】 前記位相の補正量をリファレンススキャン時に受信した磁気共鳴信号に基づいて計算する補正量計算手段、を具備することを特徴とする請求項6に記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 8】 前記計算に用いる磁気共鳴信号は位相エンコード量が0の磁気共鳴信号である、ことを特徴とする請求項7に記載の磁気共鳴撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、磁気共鳴撮影装置に関し、とくに、撮影の対象に静磁場、勾配磁場およびRF (radio frequency) 磁場を印加して獲得した磁気共鳴信号に基づいて画像を生成する磁気共鳴撮影装置に関する。

【0002】

【従来の技術】磁気共鳴撮影 (MRI : Magnetic Resonance Imaging) 装置では、マグネットシステム (magnet system) の内部空間、すなわち、静磁場を形成した撮影空間に撮影の対象を搬入し、勾配磁場およびRF磁場を印加して対象内のスピニン (spin) から磁気共鳴信号を発生させ、その受信信号に基づいて画像を再構成する。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】勾配磁場を発生するための勾配コイル (coil) はマグネットシステムの静磁場空間内に配置されるので、勾配磁場発生用のパルス (pulse) 電流を流すたびに、勾配コイルは電流と磁場の相互作用に基づく衝撃的な力を発生する。

【0004】マグネットシステムの構造によっては、勾配コイルが発生するこのような力によってある程度の振動が発生するのが避けられない。とくに、撮影空間に対する外部からのアクセス (access) 性を良くした開放型のマグネットシステムは、撮影空間を挟んで互いに対向する1対のマグネットを概ねC字形のヨーク (yoke) で支えるようにしているので、音叉に似た構造を有し固有振動を生じやすい。

【0005】マグネットシステムが振動すると、静磁場強度が振動的に変化する。静磁場強度の振動は再構成画像に偽造を生じさせ画質低下の原因になる。とりわけ、ファーストスピニエコー (FSE : Fast Spin Echo) 法のパルスシーケンス (pulse sequence) はRF信号の位相に敏感なので、静磁場強度の振動の影響を受けやすい。

【0006】そこで、本発明の課題は、静磁場強度の振動にかかわらず適正な撮影を行う磁気共鳴撮影装置を実

現することである。本書では、静磁場強度の振動を単に静磁場振動ともいう。

【0007】

【課題を解決するための手段】（1）上記の課題を解決するためのひとつの観点での発明は、撮影の対象に静磁場、勾配磁場およびRF磁場を印加して磁気共鳴信号を発生させる磁場印加手段と、前記磁気共鳴信号を検波して受信する受信手段と、前記受信した磁気共鳴信号に基づいて画像を生成する画像生成手段とを有する磁気共鳴撮影装置であって、前記RF磁場の周波数を前記静磁場強度の振動に応じて変化させるRF周波数調節手段と、前記磁気共鳴信号を検波するためのキャリア信号の周波数を前記静磁場強度の振動に応じて変化させる検波周波数調節手段と、を具備することを特徴とする磁気共鳴撮影装置である。

【0008】（2）上記の課題を解決するための他の観点での発明は、撮影の対象に静磁場、渦電流の影響を補正した勾配磁場およびRF磁場を印加して磁気共鳴信号を発生させる磁場印加手段と、前記磁気共鳴信号を検波して受信する受信手段と、前記受信した磁気共鳴信号に基づいて画像を生成する画像生成手段とを有する磁気共鳴撮影装置であって、前記RF磁場の周波数を前記静磁場強度の振動に応じて変化させるRF周波数調節手段と、前記磁気共鳴信号を検波するためのキャリア信号の周波数を前記静磁場強度の振動に応じて変化させる検波周波数調節手段と、を具備することを特徴とする磁気共鳴撮影装置である。

【0009】（1）および（2）に記載の各観点での発明では、RF磁場の周波数を静磁場強度の振動に応じて変化させて、静磁場振動によるスピンの周波数変化に合わせたRF励起を行うことができる。また、磁気共鳴信号を検波するためのキャリア信号の周波数を静磁場強度の振動に応じて変化させて、静磁場振動による磁気共鳴信号の周波数変化に合わせた検波を行うことができる。これによって、静磁場振動にかかわらず適正な撮影を行うことができる。

【0010】（3）上記の課題を解決するための他の観点での発明は、撮影の対象に静磁場、勾配磁場およびRF磁場を印加して磁気共鳴信号を発生させる磁場印加手段と、前記磁気共鳴信号を検波して受信する受信手段と、前記受信した磁気共鳴信号に基づいて画像を生成する画像生成手段とを有する磁気共鳴撮影装置であって、前記RF磁場の周波数を前記勾配磁場の印加にともなって発生する渦電流および前記静磁場強度の振動に応じて変化させるRF周波数調節手段と、前記磁気共鳴信号を検波するためのキャリア信号の周波数を前記勾配磁場の印加にともなって発生する渦電流および前記静磁場強度の振動に応じて変化させる検波周波数調節手段と、を具備することを特徴とする磁気共鳴撮影装置である。

【0011】（3）に記載の観点での発明では、RF磁

場の周波数を勾配磁場の印加にともなって発生する渦電流および静磁場強度の振動に応じて変化させて、渦電流が形成する磁場と静磁場振動とによるスピンの周波数変化に合わせたRF励起を行うことができる。また、磁気共鳴信号を検波するためのキャリア信号の周波数を渦電流および静磁場振動に応じて変化させて、渦電流が形成する磁場と静磁場振動とによる磁気共鳴信号の周波数変化に合わせた検波を行うことができる。これによつて、静磁場振動にかかわらず適正な撮影を行うことができる。

【0012】エコースペースを前記静磁場強度の振動周期の整数倍としたファーストスピニエコー法に基づいて前記磁場印加手段および前記受信手段を制御する制御手段とを具備することが、ファーストスピニエコー法によって撮影した画像の画質を良くする点で好ましい。

【0013】（4）上記の課題を解決するための他の観点での発明は、撮影の対象に静磁場、勾配磁場およびRF磁場を印加して磁気共鳴信号を発生させる磁場印加手段と、前記磁気共鳴信号を検波して受信する受信手段と、前記受信した磁気共鳴信号に基づいて画像を生成する画像生成手段とを有する磁気共鳴撮影装置であつて、エコースペースを前記静磁場強度の振動周期の整数倍としたファーストスピニエコー法に基づいて前記磁場印加手段および前記受信手段を制御する制御手段、を具備することを特徴とする磁気共鳴撮影装置である。

【0014】（4）に記載の観点での発明では、エコースペースを静磁場強度の振動周期の整数倍としたファーストスピニエコー法に基づいて磁場印加手段および受信手段を制御するので、ファーストスピニエコー法によって撮影した画像の画質を良くすることができる。

【0015】前記受信した磁気共鳴信号の位相を補正する位相補正手段とを具備することが、画像の品質をさらに高める点で好ましい。前記位相の補正量をリファレンスキャン時に受信した磁気共鳴信号に基づいて計算する補正量計算手段とを具備することが、位相補正を適正に行う点で好ましい。

【0016】前記計算に用いる磁気共鳴信号は位相エンコード量が0の磁気共鳴信号であることが、位相補正量計算が容易な点で好ましい。

【0017】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を詳細に説明する。なお、本発明は実施の形態に限定されるものではない。図1に磁気共鳴撮影装置のブロック（block）図を示す。本装置は本発明の実施の形態の一例である。本装置の構成によって、本発明の装置に関する実施の形態の一例が示される。

【0018】同図に示すように、本装置はマグネットシステム100を有する。マグネットシステム100は主磁場マグネット部102、勾配コイル部106およびRFコイル部108を有する。主磁場マグネット部10

2、勾配コイル部106およびRFコイル部108は、いずれも空間を挟んで互いに対向する1対のものからなる。また、いずれも概ね円盤状の形状を有し中心軸を共有して配置されている。

【0019】マグネットシステム100における主磁場マグネット部102、勾配コイル部106およびRFコイル部108は、後述するマグネットカバー(magnet cover)内に収容されている。

【0020】マグネットシステム100の内部空間(ボア:bore)に、対象1がテーブル500に搭載され搬入および搬出される。テーブル500はテーブル駆動部120によって駆動される。

【0021】主磁場マグネット部102はマグネットシステム100の内部空間に静磁場を形成する。静磁場の方向は概ね対象1の体軸方向と直交する。すなわちいわゆる垂直磁場を形成する。主磁場マグネット部102は例えば永久磁石等を用いて構成される。なお、永久磁石に限らず超伝導電磁石あるいは常伝導電磁石等を用いて構成してもよいのはもちろんである。

【0022】勾配コイル部106は、互いに垂直な3軸すなわちスライス(slice)軸、位相軸および周波数軸の方向において、それぞれ静磁場強度に勾配を持たせるための3つの勾配磁場を生じる。

【0023】静磁場空間における互いに垂直な座標軸をx, y, zとしたとき、いずれの軸もスライス軸とすることはできる。その場合、残り2軸のうちの一方を位相軸とし、他方を周波数軸とする。また、スライス軸、位相軸および周波数軸は、相互間の垂直性を保ったままx, y, z軸に関して任意の傾きを持たせることも可能である。本装置では対象1の体軸の方向をz軸方向とする。

【0024】スライス軸方向の勾配磁場をスライス勾配磁場ともいう。位相軸方向の勾配磁場を位相エンコード(phase encode)勾配磁場ともいう。周波数軸方向の勾配磁場をリードアウト(readout)勾配磁場ともいう。このような勾配磁場の発生を可能にするために、勾配コイル部106は図示しない3系統の勾配コイルを有する。以下、勾配磁場を単に勾配ともいう。

【0025】RFコイル部108は静磁場空間に対象1の体内のスピノ励起するためのRFパルス(radio frequency pulse)を送信する。RFコイル部108は、また、励起されたスピノが生じる磁気共鳴信号を受信する。RFコイル部108は、送信と受信を同一のコイルで行うものでも別々なコイルで行うものでもどちらでもよい。

【0026】勾配コイル部106には勾配駆動部130が接続されている。勾配駆動部130は勾配コイル部106に駆動信号を与えて勾配磁場を発生させる。勾配駆動部130は、勾配コイル部106における3系統の勾

配コイルに対応して、図示しない3系統の駆動回路を有する。

【0027】RFコイル部108にはRF駆動部140が接続されている。RF駆動部140はRFコイル部108に駆動信号を与えてRFパルスを送信し、対象1の体内のスピノを励起する。

【0028】主磁場マグネット部102、勾配コイル部106、RFコイル部108、勾配駆動部130およびRF駆動部140からなる部分は、本発明における磁場印加手段の実施の形態の一例である。

【0029】RFコイル部108にはデータ収集部150が接続されている。データ収集部150は、RFコイル部108が受信した受信信号をサンプリング(sampling)によって取り込み、それをデジタルデータ(digital data)として収集する。RFコイル部108およびデータ収集部150からなる部分は、本発明における受信手段の実施の形態の一例である。

【0030】図2に、RF駆動部140およびデータ収集部150のさらに詳細なブロック図を示す。同図の上半分がRF駆動部140に相当し、下半分がデータ収集部150に相当する。

【0031】同図に示すように、RF駆動部140はパルス波形メモリ202を有する。パルス波形メモリ202はRFパルスの波形を記憶している。波形データは所定のタイミング(timing)で読み出され、D/A(digital-to-analog)変換ユニット(unit)204でアナログ信号に変換されて変調ユニット206に入力される。

【0032】変調ユニット206は、入力信号をキャリア(carrier)発生ユニット208から与えられるRFキャリア信号で変調してRFアンプ(radio frequency amplifier)210に入力する。RFアンプ210は、入力信号を増幅したRF駆動信号を出力する。RF駆動信号は送受切換ユニット212を通じてRFコイル部108に供給される。

【0033】RFコイル部108が受信した磁気共鳴信号は送受切換ユニット212を通じてプリアンプ(preamplifier)302に入力される。プリアンプ302は磁気共鳴信号を増幅して検波ユニット304に入力する。

【0034】検波ユニット304は、磁気共鳴信号をキャリア発生ユニット208から与えられるRFキャリア信号で検波する。検波された磁気共鳴信号はA/D(analog-to-digital)変換ユニット306でデジタルデータに変換されて後述のデータ処理部170に入力される。

【0035】テーブル駆動部120、勾配駆動部130、RF駆動部140およびデータ収集部150には制御部160が接続されている。制御部160は、テーブ

ル駆動部 120 ないしデータ収集部 150 をそれぞれ制御して撮影を遂行する。制御部 160 は、本発明における制御手段の実施の形態の一例である。

【0036】制御部 160 は、また、キャリア発生ユニット 208 を制御してそれが発生する RF キャリア信号の周波数を調節する。制御部 160 およびキャリア発生ユニット 208 からなる部分は、本発明における RF 周波数調節手段の実施の形態の一例である。また、本発明における検波周波数調節手段の実施の形態の一例である。RF キャリア信号の周波数調節についてはのちにあらためて説明する。

【0037】制御部 160 は、例えばコンピュータ (computer) 等を用いて構成される。制御部 160 は図示しないメモリ (memory) を有する。メモリは制御部 160 用のプログラムおよび各種のデータを記憶している。制御部 160 の機能は、コンピュータがメモリに記憶されたプログラムを実行することにより実現される。

【0038】データ収集部 150 の出力側はデータ処理部 170 に接続されている。データ収集部 150 が収集したデータがデータ処理部 170 に入力される。データ処理部 170 は、例えばコンピュータ等を用いて構成される。データ処理部 170 は図示しないメモリを有する。メモリはデータ処理部 170 用のプログラムおよび各種のデータを記憶している。

【0039】データ処理部 170 は制御部 160 に接続されている。データ処理部 170 は制御部 160 の上位にあってそれを統括する。本装置の機能は、データ処理部 170 がメモリに記憶されたプログラムを実行することによりを実現される。

【0040】データ処理部 170 は、データ収集部 150 が収集したデータをメモリに記憶する。メモリ内にはデータ空間が形成される。このデータ空間は 2 次元フーリエ (Fourier) 空間を構成する。以下、フーリエ空間を k スペース (k-space) ともいう。データ処理部 170 は、k スペースのデータを 2 次元逆フーリエ変換することにより対象 1 の画像を再構成する。データ処理部 170 は、本発明における画像生成手段の実施の形態の一例である。

【0041】データ処理部 170 には表示部 180 および操作部 190 が接続されている。表示部 180 は、グラフィックディスプレー (graphic display) 等で構成される。操作部 190 はポインティングデバイス (pointing device) を備えたキーボード (keyboard) 等で構成される。

【0042】表示部 180 は、データ処理部 170 から出力される再構成画像および各種の情報を表示する。操作部 190 は、使用者によって操作され、各種の指令や情報等をデータ処理部 170 に入力する。使用者は表示部 180 および操作部 190 を通じてインターラクティブ

(interactive) に本装置を操作する。

【0043】図 3、図 4 および図 5 にマグネットシステム 100 のカバー (cover) 外観を略図によって示す。図 3 は正面図、図 4 は側面図、図 5 は図 3 についての A-A 断面である。これらの図に示すように、カバーは、上部カバー 112、下部カバー 114 および 1 対の支柱カバー 116 を有する。

【0044】上部カバー 112 の最下面は天井板 112 a となっている。下部カバー 114 の最上面は床板 114 a となっている。天井板 112 a と床板 114 a のあいだの空間に対象 1 がテーブル 500 によって搬入される。

【0045】このようなカバー内にマグネット本体 110 が収容されている。図 6、図 7 および図 8 にマグネット本体 110 の外観を略図によって示す。図 6 は正面図、図 7 は側面図、図 8 は図 6 における B-B 断面である。これらの図に示すように、マグネット本体 110 は、上部構造 111、下部構造 113 および 1 対の支柱 115 を有する。

【0046】上部構造 111 の最下部は円柱状の上側磁極部 111 a となっている。下部構造 113 の最上部は円柱状の下側磁極部 113 a となっている。上側磁極部 111 a および下側磁極部 113 a はいずれも主磁場マグネット部 102、勾配コイル部 106 および RF コイル部 108 を含む。

【0047】本装置の撮影動作を説明する。図 9 に、本装置が実行する磁気共鳴信号獲得用のパルスシーケンス (pulse sequence) の一例を略図によって示す。このパルスシーケンスは、ファーストスピニエコー法によるパルスシーケンスである。

【0048】同図 (1) は RF パルスのシーケンスであり、(2)、(3)、(4) および (5) は、それぞれ、スライス勾配 G_s、リードアウト勾配 G_r、位相エンコード勾配 G_p およびスピニエコー MR のシーケンスである。パルスシーケンスは時間軸 t に沿って左から右に進行する。

【0049】同図に示すように、90° パルスによる 90° 励起が行われる。90° 励起を行うにあたってスライス勾配 G_s 0 が印加され、所定のスライスについての選択励起が行われる。

【0050】90° 励起から所定時間 e_{sp}/2 の後に 180° パルスによりスピニエコーが反転される。このときスライス勾配 G_s 1 が印加され、同一スライスについての選択的スピニエコーが行われる。

【0051】このスピニエコー後、所定時間間隔 e_{sp} ごとに 180° パルスによるスピニエコーが複数回行われる。各回のスピニエコーは、それぞれスライス勾配 G_s 2, G_s 3 を印加した選択反転である。いずれも同一スライスについての選択的スピニエコーである。ここではスピニエコー回数が 3 の例を示すが 3 に限るものではない。

【0052】最初の90°励起と180°励起の間で、リードアウト勾配Gr0による周波数軸方向のディフェーズ(dephase)が行われる。各180°励起の後に、リードアウト勾配Gr1, Gr2, Gr3によるリフェーズ(rephase)が行われ、スピニエコーMR1, MR2, MR3がそれぞれ読み出される。

【0053】リードアウト勾配Gr1, Gr2, Gr3の印加の前後の時点で、位相エンコード勾配Gp1, Gp1', Gp2, Gp2', Gp3, Gp3'がそれぞれ印加され、位相エンコードの付与および除去がそれぞれ行われる。位相エンコードの付与および除去を行う1対の勾配は絶対値が同一で符号が反対である。対が異なるもの同士では絶対値が異なる。

【0054】各スピニエコーMRi(i=1, 2, 3, ...)は、エコー中心に関して対称的な波形を持つRF信号となる。各スピニエコーMRiの中心間の間隔がエコースペース(#echo space)espである。各スピニエコーMRiは、データ収集部150によりビューデータ(view data)として収集される。

【0055】このようなパルスシーケンスが、周期TR(repetition time)で所定回数繰り返される。繰り返しのたびに位相エンコード勾配が変更される。これによって、位相エンコードが異なる例えば64~256ビューのビューデータが得られる。このようにして得られたビューデータが、データ処理部170のメモリのkスペースに収集される。

【0056】kスペースのデータを2次元逆フーリエ変換することにより、実空間における2次元画像データすなわち再構成画像が得られる。この画像が表示部180で表示される。

$$f_c = f_0 + \sum_j \beta_j \cdot \sin(\omega_j t + \theta_j)$$

【0062】ここで、

f_0 : 中心周波数

ω_j : マグネット本体の固有振動の角周波数

θ_j : マグネット本体の固有振動の位相

β_j : マグネット本体の固有振動の成分値

なお、中心周波数 f_0 は、静磁場振動が無いときのスライス中心における磁気共鳴信号の周波数である。このようなキャリア周波数を用いることにより、静磁場振動に関わらず選択励起を正しく行うことができる。

【0063】(1)式のような周波数を持つキャリア信号は、検波ユニット304用のキャリア信号としても使用される。これによって、静磁場振動の影響により周波数が変化した磁気共鳴信号に合わせた検波を行うことが

$$f_c = f_0 + \sum_j \beta_j \cdot \sin(\omega_j t + \theta_j) + \sum_i \alpha_i \cdot \exp(-\frac{t}{T_i}) \quad (2)$$

【0067】ここで、

T_i : 時定数

【0057】上記のようなパルスシーケンスを実行する過程において、勾配コイル部106で勾配コイル部106を駆動するたびに、勾配コイル部106が衝撃的な力を発生する。この力が伝わることによりマグネット本体110が振動する。とくに、マグネット本体110が、図7に示したように、横から見た形が概ねC字形をなす場合は、音叉に類似した構造を持つことにより、音叉の振動に類似した振動を行う。振動の周波数はマグネット本体110の固有振動の周波数に一致する。なお、固有振動の周波数は1つとは限らない。

【0058】このような振動に伴って静磁場強度が振動的に変化する。本書では、静磁場強度の振動的な変化を静磁場振動ともいう。静磁場振動の周波数はマグネット本体110の固有振動の周波数に一致する。固有振動周波数はマグネット本体110の構造によって定まるので、シミュレーション(simulation)や実測等により予め知ることができる。

【0059】静磁場振動により磁気共鳴信号の周波数が変化する。そこで、本装置では、静磁場振動による磁気共鳴信号の周波数の変化に合わせてRF励起周波数を調節する。RF励起周波数の調節は、RF駆動部140における変調ユニット206に入力するキャリア信号の周波数を調節することによって行う。周波数の調節は、制御部160でキャリア発生ユニット208を制御することによって行われる。

【0060】制御部160による制御の下で、キャリア発生ユニット208は次のような周波数 f_c を持つキャリア信号を発生する。

【0061】

【数1】

(1)

できる。

【0064】このように、静磁場振動の影響を受けた磁気共鳴信号の周波数に合わせたRF励起および受信信号の検波を行うので、静磁場振動にもかかわらず偽像等を含まない品質の良い断層像を得ることができる。

【0065】勾配コイル部106の駆動に伴って渦電流が発生するときは、渦電流によって生じる磁場のために磁気共鳴信号の周波数が変化する。以下、これを渦電流による周波数変化ともいう。渦電流による周波数変化にも対応可能にするときは、キャリア信号の周波数を次式で与えられる周波数とする。

【0066】

【数2】

α_i : 成分値

(2)式の右辺は第2項までは(1)式の右辺と同一で

あり、第3項が渦電流による周波数変化に対応するために付加した項である。この項は指數関数的に減衰する渦電流の特性に合わせてある。

【0068】なお、渦電流の影響が無視できる場合あるいは勾配駆動部130が渦電流補正付きの勾配駆動を行うときは、(2)式ではなく(1)式によってキャリア周波数fcを与える。

【0069】静磁場振動による周波数の変化は、スピニエコーの位相変化となって現れる。スピニエコーの位相変化は、再構成画像に位相軸方向での偽像を発生させる。FSE法はそのような偽像をとくに生じやすい性質がある。

【0070】本装置では、FSE法におけるそのような偽像を防止するために、エコースペースespをマグネット本体110の固有振動の周期の整数倍に設定する。これにより、図10の(5)に示すように、各スピニエコー-MRiはエコー中心における位相Phがすべて同一となる。ここではエコースペースespを固有振動の周期の1倍とした例を示すが、1倍に限らず適宜の整数倍であってよい。

【0071】また、エコー中心における位相が0°となる例を示したが、スキャンのタイミングによっては0°以外の位相となり得る。そこで、一般的には、位相エンコードを0としたレファレンススキャン(reference scan)のスピニエコーからエコー中心における位相を求め、この位相を用いて本スキャンのスピニエコー-MRiの位相を補正する。すべてのスピニエコーが同一の位相を持つので、位相補正是すべて同一でよい。

【0072】このようなスキャンを上述のキャリア周波数調節と合わせて行うことにより、静磁場振動の影響の除去を徹底させることができる。なお、このスキャンはキャリア周波数調節なしに行っても静磁場振動の影響除去に効果がある。

【0073】位相補正量の計算はデータ処理部170によって行われる。データ処理部170は、本発明における補正量計算手段の実形態の一例である。位相補正もデータ処理部170によって行われる。データ処理部170は、本発明における位相補正手段の実施の形態の一例である。

【0074】エコースペースespをマグネット本体110の固有振動周期の整数倍に設定したスキャンは、必要に応じて行うようにしてもよい。図11に、使用者の選択によってそのようなスキャンを行う場合の、本装置の動作のフロー(flow)図を示す。

【0075】同図に示すように、ステップ(step)502で、スキャンパラメータ(scan parameter)の入力が行われる。スキャンパラメータ入力は使用者により操作部190を通じて行われる。スキャンパラメータとしては、例えば、スライス位置、スライ

ス厚、FOV(Field of View)、画像マトリクスサイズ(matrix size)等がある。

【0076】スキャンパラメータ入力の一環として、振動補正オプション(option)がある。振動補正オプションとは静磁場振動に関する補正の要否を選択する操作である。使用者は撮影の目的に合わせて振動補正の要否を指定する。

【0077】次に、ステップ504で、振動補正の指定の有無が判定される。この判定はデータ処理部170によって行われる。振動補正の指定がある場合は、ステップ506で、振動同期espの決定が行われる。振動同期espの決定は、前述のように、エコースペースespを、予めわかっているマグネット本体110の固有振動周期の整数倍となるように定めることである。

【0078】振動補正の指定がない場合は、ステップ506'で、最小espの決定が行われる。最小espの決定は、エコースペースespを勾配駆動部130が許容し得る最小のespとすることにより行われる。

【0079】このようなespの決定の後に、ステップ508でスキャンが行われ、次にステップ510で画像再構成が行われ、次にステップ512で再構成画像の表示および記憶が行われる。

【0080】

【発明の効果】以上詳細に説明したように、本発明によれば、静磁場強度の振動にかかわらず適正な撮影を行う磁気共鳴撮影装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態の一例の装置のブロック図である。

【図2】RF駆動部およびデータ収集部のブロック図である。

【図3】マグネットシステムの外観を示す略図である。

【図4】マグネットシステムの外観を示す略図である。

【図5】図3におけるA-A断面を示す略図である。

【図6】マグネット本体110の外観を示す略図である。

【図7】マグネット本体110の外観を示す略図である。

【図8】図6におけるB-B断面を示す略図である。

【図9】磁気共鳴撮影のパルスシーケンスの一例を示す図である。

【図10】磁気共鳴撮影のパルスシーケンスの一例を示す図である。

【図11】本発明の実施の形態の一例の装置の動作のフロー図である。

【符号の説明】

1 対象

100 マグネットシステム

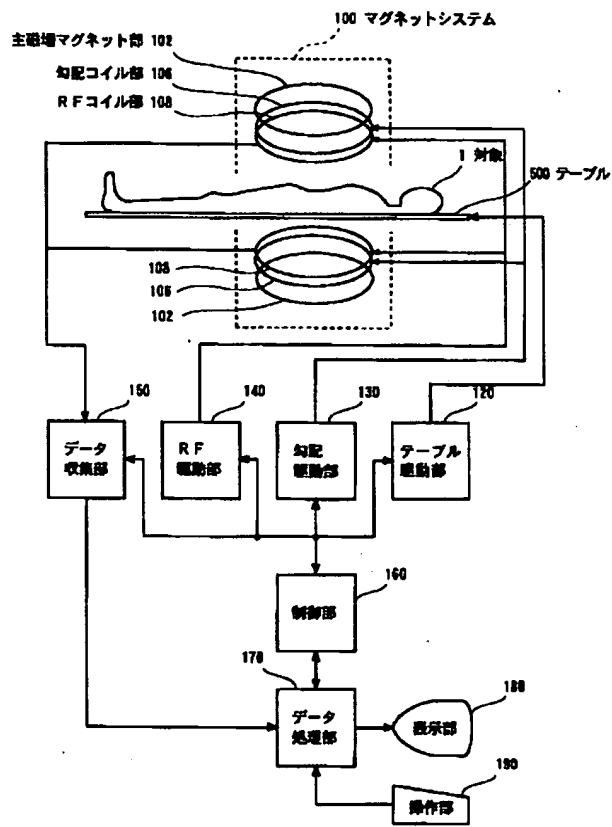
102 主磁場マグネット部

106 勾配コイル部

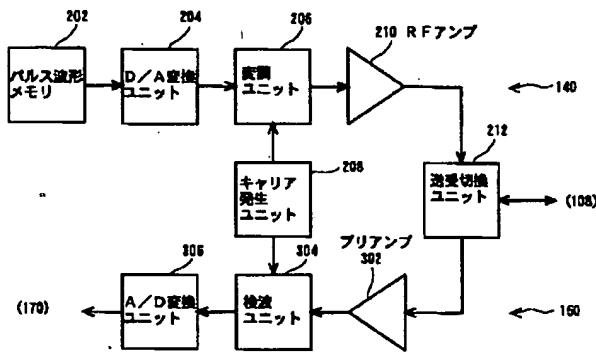
108 RFコイル部
 120 テーブル駆動部
 130 勾配駆動部
 140 RF駆動部
 150 データ収集部
 160 制御部
 170 データ処理部
 180 表示部
 190 操作部
 500 テーブル
 202 パルス波形メモリ
 204 D/A変換ユニット

206 変調ユニット
 208 キャリア発生ユニット
 210 RFアンプ
 212 送受切換ユニット
 302 プリアンプ
 304 検波ユニット
 306 A/D変換ユニット
 111 上部構造
 111a 上側磁極部
 113 下部構造
 113a 下側磁極部
 115 支柱

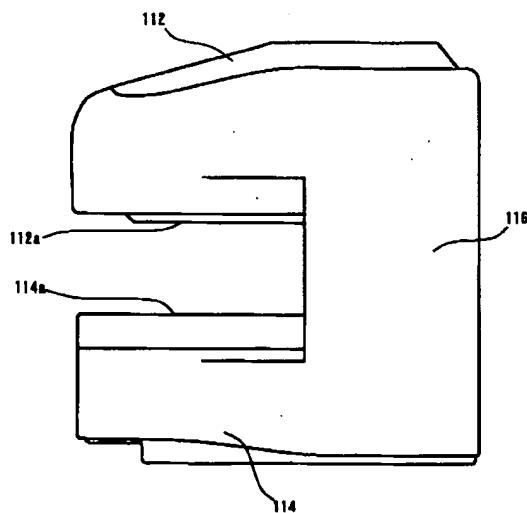
【図1】



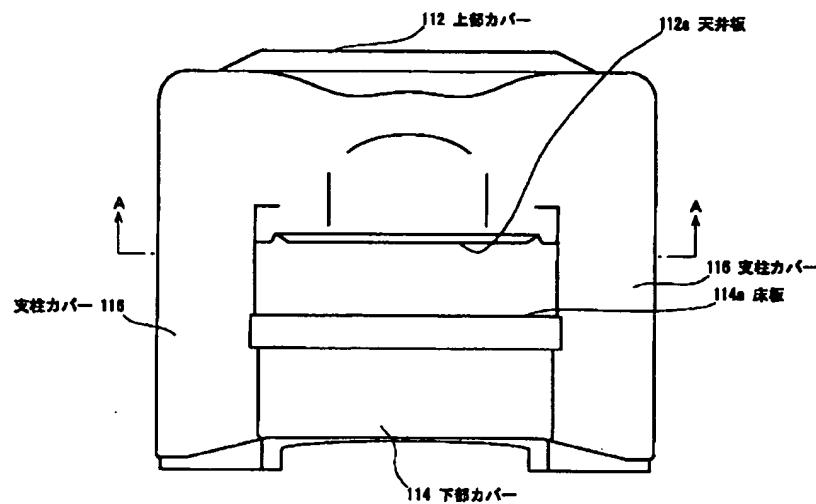
【図2】



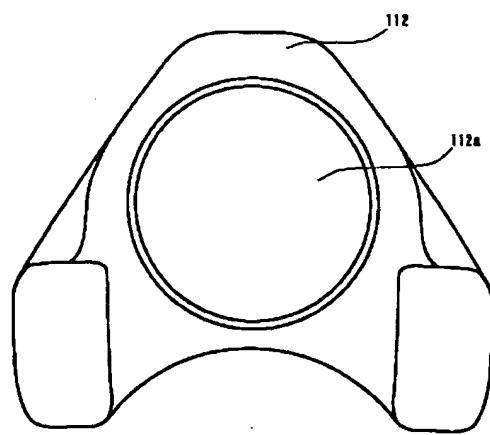
【図4】



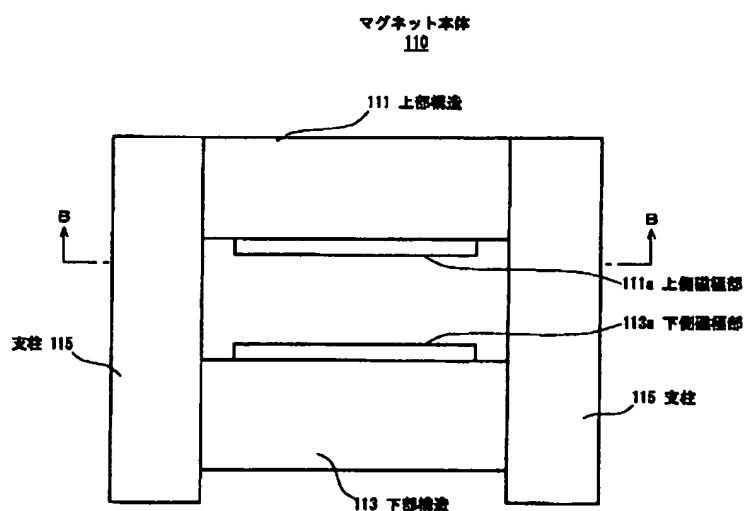
【図3】



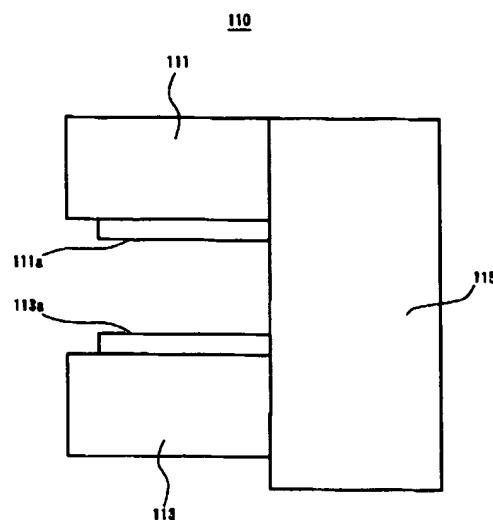
【図5】



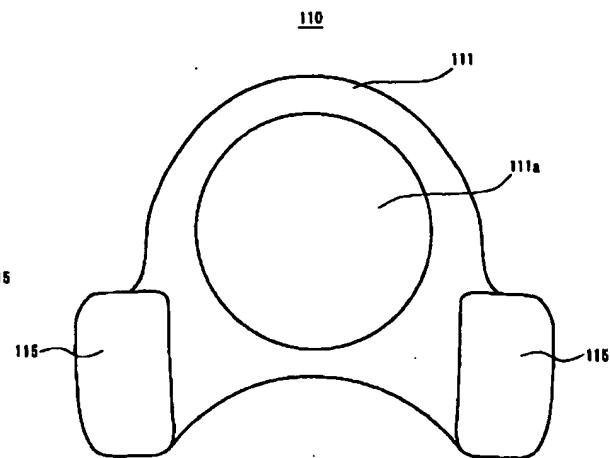
【図6】



【図 7】

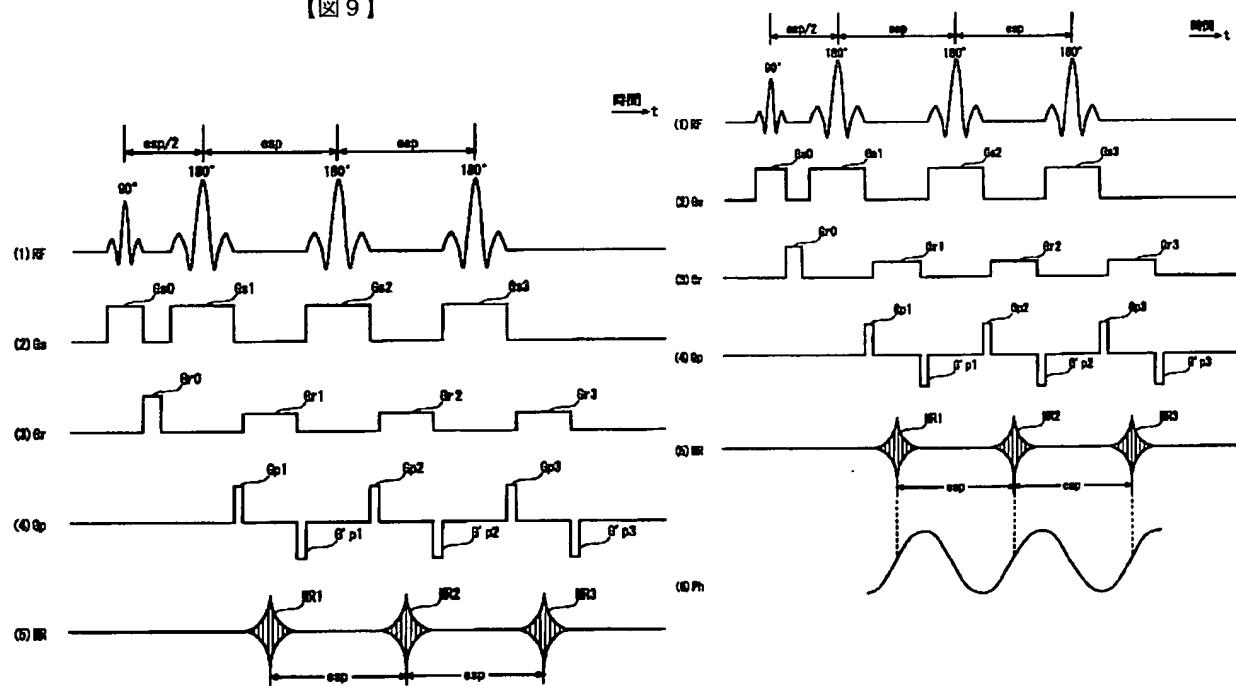


【図 8】

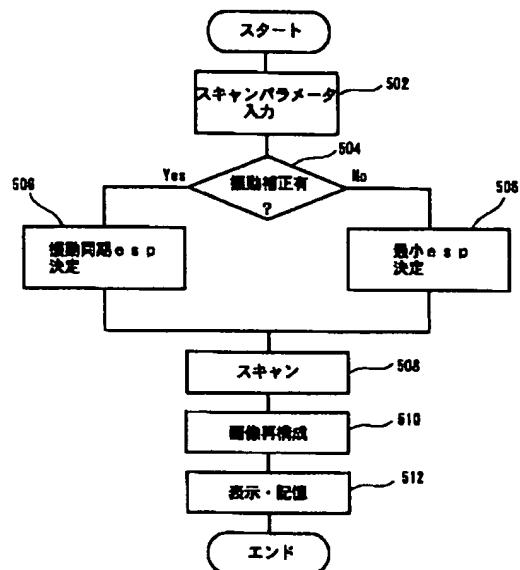


【図 10】

【図 9】



【図11】



フロントページの続き

(51) Int. Cl.⁷

識別記号

F I

テーマコード(参考)

G 0 1 N 24/02

5 3 0 Y

(72) 発明者 佐藤 博司

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
ジーイー横河メディカルシステム株式会社
内

F ターム(参考) 4C096 AA20 AB01 AD02 AD10 AD12
AD14 AD23 BA50 BB32 CA05
CA16 CA18 DA03 DA06 DB07
DC01